

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

AL

Japanese Patent Laid-open Publication SHO 58-501458

Disclosure Date September 1, 1983

A shown in Figure 17, a device for dilating vascular tissue according to the present invention comprises a helical spring (36) which can be expanded radially by rotating its ends (38,39) relative to one another. The end (38) of the spring is attached to a shaft (42a) mounted axially within the spring. The end (39) is attached to a sleeve (42b) which covers the spring and the shaft. The proximal end of the shaft has a rotatable knob (44) carried thereon and the proximal end of the flexible sleeve (42b) has a second knob (43), spaced from the knob (44), carried thereon.

By rotating the knobs the number of spring turns and the pitch of the turns can be changed. In order to fix the helical spring (36), which is preferably of a band shape, in the vessel of the patient, the helical spring (36) can be perforated by stamping it or by using a laser.

⑨ 日本国 許庁 (JP)

⑨ 公表特許公報 (A)

⑩ 特許出願公表

昭58-501458

Int. Cl.³
A 61 F 1/00
A 61 B 17/00

識別記号
1 0 1

庁内整理 号
6580-4C
7058-4C

⑨ 公表 昭和58年(1983)9月1日

部門(区分) 1(2)

審査請求 未請求

予備審査請求 未請求

(全 14 頁)

⑨ 血管またはその他の近づき難い位置に適用する装置およびその使用

⑨ 特 願 昭57-502846

⑨ 出 願 昭57(1982)9月15日

⑨ 特許文提出日 昭58(1983)5月13日

⑨ 国際出願 PCT/SE82/00283

⑨ 国際公開番号 WO 83/00997

⑨ 国際公開日 昭58(1983)3月31日

優先権主張 ⑨ 1981年9月16日 ⑨ スウェーデン(SE)

⑨ 8105510-5

⑨ 1982年4月30日 ⑨ スウェーデン(SE)

⑨ 8202740-0

⑨ 発 明 者 ヴァルス・ハンズ・イヴァール
スイス国ツエーハー-1141デネンズ・グ

⑨ 発 明 者 イラ・ブレイブワゼ(香地なし)
マース・デールク
スイス国ツエーハー-8125チュールツヒ
・ツオリケル・ベルク・ラングヴァット
シュトラッセ21
⑨ 出 願 人 ヴァルス・ハンズ・イヴァール
スイス国ツエーハー-1141デネンズ・グ
イラ・ブレイブワゼ(香地なし)
⑨ 代 理 人 弁理士 山下白
⑨ 特 定 国 AT, AT(広域特許), AU, BE(広域特
許), BR, CH, CH(広域特許), DE, D
E(広域特許), DK, FI, FR(広域特
許), GB, GB(広域特許), JP, LU, L
U(広域特許), NL, NL(広域特許), N
O, SE(広域特許), SU, US

(a)

図 表 の 説 明

1 つる管の断面形状は(1,34,78,80-82)と、ばねを所定の位置の第一状態(第5図、第4図)からより大きい直径の第二状態(第2図、第4図)まで伸張させたその間に収縮させるための手段とを備えた装置であつて、それによりばね(1,34)の長さ(1)を短縮した状態でばねの両端部(38,39)を相互に相対移動させてそれによりばねの長さ(1)内のばねの巻回数を減少せしめつばねのピッチ(4)をそれに応じて増加せしめるとにより前記第一状態から前記第二状態への移動が容易になり、またはばね(1,52)の所定長(14)にばね(1)の巻数の長さ(14)の少くとも一端部においてさらにばね材料部を供給してそれにより前記第一状態から前記第二状態への移動が前記の長さ(14)内のばねの巻回部分のピッチおよび巻と関係なく容易にするために前記手段(35,51)が配置されていることを特徴とする装置。

2 ばね(34)の一端部(38)がばねの内側に中央に配置されたシャフト(42a)に取りつけられ、一方ばね(34)の他方の端部(39)がシャフト(42a)を貫通するスリーブ(42b)に固定されそれによりシャフトおよび/またはスリーブの相互の相対移動によりばね(34)の直径が増加または減少せしめられることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の装置。

3 ばね材料(29)がばねのつぶれを生ずるかそれを減少させるために巻回方向横断面において見たときばね方向

(a)

内に扁平化した形状を有していることを特徴とする請求の範囲第1項または第2項に記載の装置。

4 ばねとともに移動するように意図されたばねを固定する伸縮性組織のモットフアン(73)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項に記載の装置。

5 ばね材料(78)が伸縮方向の貫通した端部(79)を備え、前記端部(79)の端に端部方向のしかも伸縮方向の小さい部分が形成されそれによりばねの伸縮能力を増大させたことを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。

6 ばねが同一面に広がる二重の螺旋形状ばねからなり、螺旋形状部(80,81)が巻回方向に分離せしめられ且つ巻回方向に延びる横断部(82)により連結されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。

7 伸縮方向部分または横断部(82)が中央に配置された伸縮方向に向いた端部(85,86)を備えそれによりばねの固定した巻回部分を重なり合わせることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第1項、第3項または第4項のいずれか1項に記載の装置。

8 多孔性組織のモットフアン(84)がばね材料の貫通的に全長にわたって螺旋形状部(78,80-82)の側々の巻回部分を固定していることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の装置。

9. ばね(90)がその少くとも一端部(91)において直径減少部分を有することによりその適用後フィルムとして作用するように設計されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の装置。

10. 位置を規制するばね(90)の直径減少部(91)の一部分の間の距離が約3mmであることを特徴とする請求の範囲第9項に記載の装置。

11. 多孔性組織のストファンブ(83)がばね材料の全長にかたつて螺旋形要素の個々の巻回部分(80,81)を包囲し、そして螺旋形材料の外側で横方向に延びてそれにより螺旋形材料の螺旋巻回部分内で螺旋形材料を固定をさせたとことを特徴とする請求の範囲第6項または第7項のいずれか1項に記載の装置。

12. ばねの両端部分と同一平面を占有しかつ一方の端部(94)がばねに取りつけられる軸方向に延びる細長い部材(94)を備え、かつ前記部材(94)に取りつけられかつばねとともに移動されるように包囲されたばねを包囲する多孔性材料の伸縮性ストファンブ(95)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の装置。

13. コイルばね(36)の内部に配置された円筒形の管状キャリヤ本体(37)を備え、前記キャリヤ本体(37)は中央部分(47)を備えかつばねの端部(38,39)において相互に相対運動可能を端部部分(40,41)を備え、ばね(36)の端部(38,39)がそれぞれの端部部分(40,41)に連絡され、さ

らば、手段(42,43,44)を備え、前記手段(42,43,44)により前記端部部分(40,41)を相互に相対運動させてばね(36)を伸縮させることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第1項から第12項までのいずれか1項に記載の装置。

14. 前記手段が一方の端部部分(41)に連絡された円筒部材(42)を備え、前記部材の内側要素(42a)がキャリヤ本体(37)を通して延びかつその端部が他方の端部部分(40)に連絡され、円筒部材(42)の外側の自由端部に回転子(43,44)が配置されていることを特徴とする請求の範囲第13項に記載の装置。

15. 血管中の一方の位置に収容状態にあるばねを有する請求の範囲第1項から第14項までのいずれか1項に記載の装置を導入し、前記装置を血管の別の位置に体内管腔を経て移動し、血管中の前記別の位置にばねを伸縮させてばねを自己固定せしめ、そしてばねの収容後、血管からばね以外の部分を除去し外すことを含んでいる血管中に人工血管を体内管腔を経て移植する方法。

16. 血管の内腔にばねの内腔を与えるように配置されていなく状態で前記血管の位置にかける血管の内腔よりも若干大きい直径を有するばねを選択する工程を含む請求の範囲第15項に記載の方法。

(1)

明 明 書

発 明 の 名 称

血管またはその他の近づく細い管腔に適用する装置およびその使用

発 明 の 要 旨

本発明は例えば生きている動物または生きている人間の体の血管の内腔に適用しうる装置に関する。この装置は所定の位置の第1の状態からより大きい直径の第2の状態に拡大させることができるまたはその逆を縮小させることができるような管状のコイルばねを備えている。

本発明は血管、気管またはそれと隣接する管腔のための拡大する装置により機械的を体内管腔の移植(transcatheter implantation)のためにも有用である。本発明のこの装置により、拡張した血管またはその他の管腔の内腔または人工の管腔によりライニングを施すことができる。この人工の管腔は多孔性となることができる。

外科的管およびその他の経管腔的装置においては、例えば血管、尿管またはその他の近づく細い管腔に装置を導入して拡張することがしばしば必要であり、この装置の装置は前記血管または尿管等を拡張することであり、この装置は自由端状により侵入的の拡張をもたらすために所定位置に拡張される。

本発明による装置は多数の機械的用途に使用することができ、そして、その例としては、ある形態の血管の拡大または血管の収縮を含む、その反対の拡張によりもた

(2)

えられる異なる形態の管腔への使用を挙げることができ、従つて、さらに特定の述べると、本発明は静脈系の口のついた血管を支持しかつ保持し、人工血管エレメントを支持し、肉の血管の狭窄部位を開じ、肉の血管の拡大および血管の内腔の拡張部位を開けしまたは気管支管または気管支を固定させるために使用することができ、本発明はまた例えば大動脈に適用することにより動脈系の狭窄を開とするために血管ののためのフィルムとしての役割をするように設計することができ、しかしながら、本発明は前述した用途に限定されず、これらの用途は単に例として考慮されなければならぬ。

発 明 の 説 明

本発明特許 3,848,956号明細書には、例えば血管の中に挿入した後に拡大させることができる装置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「拡張作用」を有する金属合金、すなわち、加えられたときその切端の形状に適用する物質を使用することに基づいている。この先行技術においては、この物質の加給は電気加給によつて行われ、この装置が血管を拡張に挿入される。しかしながら、この装置の加給は電気抵抗加給を用いて加給を組織に適用して行われなければならない。この装置が加給中に損傷されるかもしれないという基本的な不利点を有している。あるほど、前記本発明特許明細書(第3図第42-48行参照)には装置を血管の中に挿入するとき

患者の血液が冷却媒体として作用することが述べられてはいるがしかし血液もまた加熱されたとき比重をしくない状態を生ずる冷却媒体である。

発 明 の 要 約

本発明の目的は既知の冷却の欠陥を修正した伸張可能な装置を提供することである。

本発明は伸張させることができるつる巻糸のコイルばねを備えた装置を使用することに基づいている。本発明は好適な機械的装置によりばねより小さい直径またはより大きい直径が与えられるという原理に基づいている。これはすべてが同じ基本的本発明の概念のわくの中に包含される二つの主要な異なる方法で行うことができる。以下、これらの方法の二つの内について記載する。

第1の方法はばねの長さを一定に維持しながらばねの両端部を相対運動させそれにより前記の一定の長さ以内でばねの巻数を減らしてばねのピッチをそれに応じて増大させることによりばねの小さい直径から大きい直径への遷移が起きるようにするからなっている。ばねの直径を変更する第2の方法は所定長のばねの少くとも一端部において所定長のばねからばね材料の一部を取り外してより大きい直径からより小さい直径への遷移が前記の長さ内でばねのピッチおよび巻数と無関係に起きるようになすことである。ばねを前記のその他の方法で伸張させるためには、前記、逆の操作が行われる。すなわち、付加的なばね材料が前記の長さのばねに供給される。ばね

う問題が起ることがある。このようなばねのつづれが起るかそれらをなくすかまたは減少させるために、巻数方向に延びるガイドバーをばねの円周に配置することができ、ガイドバーはばねの円周上で変位しうよう配設されそれによりばね材料はばねの伸縮に際して巻数方向に移動することができ、

本発明による別の一実施形態においては、巻数方向に延びる支持装置を固定されたガイド装置を支持するばねの円周に配置することができ、この固定されたガイド装置を介してばね材料をばねの伸縮に際して巻数方向に移動させることができる。

ある場合、例えば、ヘルムホルツまたは螺旋巻線の場合には、全体のうちの固定された部分にわたってばねの巻数の間より大きい直径を有するばねを適用することが望ましいかもしれない。これは原則的に二つの異なる方法で実施することができ、別の一つの方法はばねの所定の長さにわたってより大きい巻数密度が得られるようになす上記の固定されたガイド手段を分断させることに基づいている。第2の別の方法はばねをより高い巻数密度の1個または複数の部分で製造することからなっている。また、これらの二つの別の方法の組合せも好適な用途に使用することができ、

前述したつづれのかせれがある個点からばね材料を扁平化された形態またはバンドの形態に製造して材料のより大きい寸法を巻数方向に延びる横断面に配置するよう

の直径を変更することの第2の方法は望まなければ前記の長さ以内でばねのピッチおよび巻数を維持して行うことができる。

前記、上記の方法は両方共コイルばねをより大きい直径の状態からより小さい直径に変更したその逆の小さい直径から大きい直径に変更するために使用することができ、

本発明による装置の好ましい一実施形態においては、より大きい直径はコイルばねの負荷されている状態に大體に対応している。これはばねの巻数がそのばね材料に就いて起り、一方その伸張が負荷状態まで張力を除去したとき起ることを意味している。

ばねを伸張させる上記に既述した第1の方法を使用する間、ばねの一端部はばねの内側の中央に配置されたシヤフトに取りつけることができ、一方その他方の端部は前記シヤフトを囲繞するスリーブに連結される。シヤフトおよび/またはスリーブを相対運動させることにより、ばねの直径を増減することができる。ある状態で適用したばねコイルばねを取り外すことができるようになすために、シヤフトおよびスリーブをばねに取り外しできるように連結することができ、

ばね材料について小さい寸法のコイルばねを使用する場合、望ましい状態でばねを適用しかつばねを伸張させることに関連して、別の材料のばねの巻数部分が一方の端に寄りかかつて所定の支持作用が得られたいとい

に達成すべきである。ばねを本質的に長方形の横断面を有するよう配設することが好ましい。

本発明の別の好ましい一実施形態においては、円筒形の管状キャリア本体がコイルばねの内側に配置され、中央部を囲みかつ互いに運動するばねの両端部において両端部を囲んでおり、ばねの両端はそれぞれの両端部に連結されている。この装置はさらにばねを伸張させるためにその端けにより前記両端部を互に相対運動させることができるよう手段を備えている。前記の両端部を運動させるための手段は好適には一方の両端部に連結された回転ケーブルを備えており、該回転ケーブルの内側の回転部分はキャリア本体を通して延びかつその端部が他方の両端部に連結され、また他方の両端部に所定の相対運動を与えるために回転ケーブルの外側自由端部に回転子が配置されている。

本発明による装置のこの装置の別の実施形態に照して、キャリア本体の両端部分は中央部分に対して巻数方向に配置することができそれにより中央部分とそれぞれの両端部分との間の間隔にはばねの端部を固定しうようになすことができる。この場合では、ばねの少くとも一方の端部を回転ケーブルの自由端部に配置された材料により巻数方向に固定しうようになすことができ、好適である。回転ケーブルの自由端部に配置された材料は第2の両端部を運動させることと巻数方向の固定を行うこととの二重の機能を果たすことができようになす

ている。

本発明による構成要素の一例である図1に示すのは、ばねの両端に於いて軸方向に延びる支持部材が配置されている。前記支持部材の一方の端部にはばねが取り付けられ、そしてその他方の端部には固定されたガイド部材が設けられている。ばねの一端に固定して、このガイド部材を通してばね部材を移動させることができる。

別の態様として、支持部材の両方の端部には固定されたガイド手段を配置することができ、このガイド手段を通してばね部材を移動させることができる。この実施形態においては、ばねの両方の端部においてばね部材を両方の方向に同時に動かすことができる。

別の実施形態によれば、本発明の装置は図2に示すように配置される軸受のキャリヤ本体と、円筒形のコセットハウジングを含む前記キャリヤ本体の一方の端部に配置されたコセットハウジングと、コセットハウジングの中心に同心して配置された通孔リングとを備えており、前記通孔リングはその周縁部分がコセットハウジングの内周と嵌合している。この装置を使用して、通孔リングを一方向きまたはその他方の方向に移動させることによりばねをコセットハウジングと通孔リングとの間のギャップの中まで押送するように移動させることができる。この実施形態においては、コセットハウジングの内周に凸部を設けることができ、この凸部は通孔リングの中心に嵌合させることができる。そのように、通孔リングの

(8)

が、そのばねを調整しそして装置の調整部分を適用位置から取り外すことができる。この可変性は今までに本発明による装置ではこの程度の程度に於いて開始した伸長動作を遂行することができないので全く得られない。

以下、本発明を添付図面に示した例としての実施形態に詳しく説明する。これらの実施形態が本発明を例示するために意図したものであり、特許請求の範囲により限定された範囲を制限するものではないことを留意すべきである。添付図面には下記の図を内示してある。

図1図は本発明による装置に使用するためのコイルばねの側面図を示し。

図2図はキャリヤ本体を収容したコイルばねの側面図を示しそして伸長した状態にあるばねを示し。

図3図は図2図に示した装置と同じ装置を示ししかも収縮した状態にあるばねを示し。

図4図をいし図7図は本発明によるコイルばねからばね部材を除去する状態を概念的に示し。

図8図および図9図は図4図をいし図7図による装置と同一の構造に基づいた変形実施形態を示し。

図10図は外力の作用をうけるコイルばねの可能な状態を概念的に示し。

図11図はガイド装置を使用したコイルばねの側面図を

外面に例えばゴムまたはプラスチックの導管コーティングを形成すると好適である。

人工血管を移植するための外科手術においては、ある理由から例えば血管の内部に多孔性の組織を設けることが望ましい。これに関連して、本発明によりばねの外周または内周に多孔性組織のストッキングを設けることが可能であり、前記ストッキングはばねとともに血管の位置に移植することができる。このストッキングは多孔性組織の弾力性によるかまたは重みを持ち合うように折り上げることによりばねの位置に合わせて調整することができる。

本発明による装置に包含される構成部分の材料の選択については、この点について厳格的であるものは先づコイルばねである。このばね材料としては、耐腐蝕性の材料、例えば、不銹鋼またはその他の合金合金または同様に熱処理して使用されるプラスチックを選択すべきである。

その他の特徴および別の実施形態は以下の説明および本発明の特許請求の範囲から明らかであろう。

例えば、上記の本発明の特許第58-50145A号特許に示した図2と対比した本発明の図3のさらに基本的な明点は、本発明による装置が可逆動作可能であり、すなわち、ばねを適用後先づ伸長させることができ、その後ばねを装置のその他の部分から開放する前に例えば正確によりばねの位置および固定が調整できるかを確かめること

(10)

示し。

図12図は図11図の装置を拡大して示し。

図13図は図12図を1-1線に沿って切った断面を概念的に示し。

図13A図は支持部材および固定されたガイド部材を備えたばねを概念的に示し。

図13B図は図13A図の装置の側面図を示し。

図14図は支持部材およびガイド部材を備えたばねを概念的に示し。

図15図は別のガイド部材の側面図を示し。

図16図は図15図によるガイド部材を上方から見た場合を示し。

図17図は本発明の装置の可変形態の全体図を概念的に示し。

図18図は本発明による装置の別の可変形態の全体図を示し。

図19図は図18図の装置の別の可変形態の側面図を拡大して示し。

図20図は図19図に示した装置の側面図を示し。

図21図は多孔性の組織を適用するための本発明による装置を示し。

図22図は装置を有する扁平なばね部材を使用した一実施形態を示し。

図23図は電子状の二重ばねとして設計された一実施形態を示し。

第24図および第25図は同様し、同部分を含むことができるコイルの一実施形態を示し、

第26図はこの装置のばねの一実施形態を示し、ばねのばねが円筒内用を有しており、そして、

第27図はばねが多孔性組織で覆われている別の実施形態を示している。

以下の説明においては、本発明による装置が欠陥位置を含む血管に対して使用され、欠陥位置においては血管が比較的大きい直径を有し、一方この装置が血管の中に導入される位置では血管がより小さい直径を有しているとして説明している。しかしながら、本発明による装置はまたこの装置が比較的一定の直径を有する血管の中に導入されそれにより適用場所に移すためのこの装置の導入に関連する血管内腔の損傷を回避する場合にも使用することができる。

従って、本発明による装置は装置のコイルばねが機械的手段により収縮状態に維持することができ、機械的収縮力が小さくまたは導入位置における血管の直径よりも小さいため同様の血管が比較的小さい直径を有している場合に導入可能な状態で導入することができる。コイルばねを縮めた装置は次いで血管の中に導入され、そして欠陥位置に移される。欠陥位置において、コイルばねは装置の外層が欠陥位置における血管の直径と等しくなるかまたはそれよりも若干大きくなるまで機械的に拡張せしめられる。次いで、コイルばねは本発明によ

るばねが変化していないので、第3図による位置におけるコイルばねのピッチは第2図による体と位置のピッチ2の倍である。

第2図および第3図には、ばね1を第3図による収縮した状態において固定させる機構を有する円筒形の中央本体7がグリップ部で示されている。

第4図をいし第7図には、本発明による別の実施形態の装置を示している。この実施形態によれば、コイルばねの直径が装置のピッチを拡大し得るようになっている。第4図による体と位置におけるコイルばね1は直径14、長さ14およびピッチ14を有している。第5図では、同じばねを示してあるが、第4図による直径14の軸方向に減少した直径15を有している。しかしながら、この状態では、ばねは長さをピッチの二つの部分AおよびBを有している。部分Aはばねが体と位置において有する長さ14およびピッチ14と同じ長さおよびピッチを有しており、一方部分Bは14よりも可成り小さい長さ15およびピッチ15よりも可成り小さいピッチ15を有している。第6図による体と位置から第7図による状態までの直径の減少はばねの両端を第1図をいし第3図に示したのと同じ状態で維持することにより得られる。このようにして、収縮したばねを長さをピッチの二つの部分に分断することが好ましい機械的手段により行うことができる。

第8図には、第4図と同じばね1であり、しかも直径14の軸方向に減少した直径15を有するばね1を示して

る装置のその他の部分から好適に形成され、そして装置の他の部分を除去した装置内部からの支持機能を果たすための欠陥位置に適合することができる。もしも使用されていない状態でのばねの直径が血管の内径よりも若干大きい値に選択されるとすれば、ばねはある特定の圧力により血管内腔と係合して血管を固定する。この特定の圧力の大きさは予め計算することができ、従って所望どおりに選択することができる。

図1図の第1図、第2図および第3図には、原則として、いかに本発明の一実施形態による装置のコイルばねの直径が変化しうるかを示している。第1図は原則的に示した長手方向の断面2を有するコイルばねを概念的に示している。ばねの両端には、符号3および4を付している。第1図のコイルばねは体と位置の状態にあると仮定しており、すなわち、コイルばねは外力の作用を受けていないときを有する状態で示している。もしもばねの両端3、4が外力の作用により矢張り、6の方向に長手方向の断面2のまわりを回転せしめられるとすれば、ばねの直径が減少するとともにばねの巻数もそれに応じて増加する。第2図には、体と位置におけるコイルばね1を縮小して示している。第3図では、第1図に示す装置により同じばね1を直径減少後の状態で示している。ばね1は第3図の位置では直径15を与えられており、直径15は第2図の直径14の倍であり、ばねの巻数は体と位置における巻数の3倍になっている。ばねの長

さは、このばねは二つの部分CおよびDを有している。部分Cはばねがその体と位置において有する長さ14およびピッチと同じ長さおよびピッチを有している。部分Dにおいては、ばね1は同心の扁平な螺旋形のばねを形成している。

第7図には、第6図による螺旋形ばねの断面図を示しており、この図から部分Dの外観が明確である。従って、この実施形態においては、ばねの全長14およびピッチ14がばねの体と位置における全長およびピッチと同じである。ばね1の体と位置から第6図および第7図による状態までの変化は好適な機械的手段により行うことができる。

第1図をいし第7図には、例えば外科手術を可能にするために本発明による装置のコイルばねの直径をいかに拡大できるかを示している。以下、コイルばねを所望どおりに伸縮可能にするためのある長さを目標値を達成する方法について記載する。

第5図による装置の断面の部分はまた拡張状態でばねの他の部分Aを保持するコイルばねの他の部分的な部分であると考えられる。第8図および第9図には、今述べた装置が応用される装置の他の部分および断面をそれぞれ示している。他の部分Bにおいては、螺旋形の巻数部分が互いに密着して配置されている。第8図および第9図は2つの長手方向に回転する小さい送りローラ15および16の間に形成されたスリットを通して送りが行か

れそれより短縮部の材料が突出し80°方向に曲げ返られかつローのニップの周部17で送り出されるように制御される状態を簡略的に示している。第8図および第9図は体と位置に拡張した後のコイルばねの部分Aを示している。

本発明による装置によるコイルばねの適用については、適用後に同なる状態に拡張させるために外部からの外力でコイルばねの長さを変えてだけ変更することも可能である。従つて、このばねは伸縮部、伸縮中、伸縮後、伸縮方向に圧縮してそれよりその状態を中立的な位置に保たれている状態、そして、中立状態を越えて伸縮状態に達するまで伸縮方向に伸縮させることができる。この装置の場合には、ばねが与えられた外力の観点からばねをさらにそれ以上で変更させることができる。

本発明による装置を人体の外周手術に適用する場合に、拡張したまたは縮小した状態でコイルばねの直径が8mmをいし10mmより大きくをいようとするとき、伸縮状態におけるばねの直径は12mmをいし30mmの範囲とすることができる。例えば8mmの厚さを有する不銹鋼の管で製造されたコイルばねについては、例えば8mmから12mmまでの伸縮、すなわち、30%の伸縮または15%の伸縮($\frac{12}{8}=1.5$)が得られる。この材料を使用することにより体と位置に於いて伸縮状態に於いて約30%の直径を有するコイルばねを製造することが不可能であることが判明した。例として、伸縮より後の

あるすべてのばね材料について材料の厚さと伸縮率との間にある関係があることが判明した。この関係は材料により変えられるが、一般的には、厚縮された伸縮率が高いほど、選択すべき材料が厚くなる。一例として、直径8mmの収縮状態から直径30mmの体と位置にするため、すなわち、伸縮率3.8を得るためには、1mmの厚さおよび約0.15mmの厚さを有する不銹鋼材料のステンレスバンドが必要であるといえよう。全く一般的には、厚さはバンドの厚さに関する許容を周知は約0.08mmをいし0.30mmである。バンド材料の厚さについては、許容を周知は約0.3mmをいし2mmである。換言すると、これは本発明による装置を外周手術の目的に使用するための大抵の場合にコイルばねを製造するために厚さはバンドの厚さの厚い材料を使用しなければならぬことを意味している。しかしながら、かかる材料に基づくコイルばねは例えば欠陥のある血管に適用されるとより十分に拡張し血管を支持する。

装置には、厚い材料で製造されたコイルばねが伸縮状態で機械的に不安定になる傾向を有していることが判明した。従つて、このため、適用後にばねの厚さおよびつづれを要する。第10図には、厚い材料で製造されたコイルばね1が適用後の伸縮状態における不安定により生ずる歪みを簡略的に示している。グッシュは内部にばねが伸縮した血管の部分を示している。コイルばねのこのように不安定は図11に示される。その理由によ

コイルばねが前記の欠陥を除去するその意図された機能を果たすことができるとして血管の膨れを制限する作用をするからである。

本発明によれば、かかるばねのつづれを生ずるかそれかコイルばねに収縮状態および伸縮状態の両方においてコイルばねに作用する膨張力を受けることにより生ずることができるとはともかくも本質的に異なることができる。第11図、第12図および第13図はかかる装置を備えた本発明による装置の一実施形態を示している。第11図は収縮状態を符号21で示し、そして伸縮状態を21aで示したコイルばねの部分Aを簡略的に示している。この図では、コイルばねのための3個のガイド部材22を示してある。第11図から明らかであるように、ガイド部材22は相互間の距離0.12mmをいし内径の可塑性のしから比較的剛性の部材23上に配置されている。第12図は第11図の部材の断面を拡大して示し、そして第13図は第12図を10倍に拡大して示した断面を示している。第12図および第13図から明らかであるように、コイルばね21はガイド部材22の穴すなわち、開口部24を通して延び、一方端(スレッド)23はガイド部材22の穴25を通して延びている。

第5図および第6図に示した装置の装置については、ガイド部材23を部材23に固定して取りつけるように構成すると好適である。このようにして、ドック12が収縮状態および伸縮状態に於いて維持され、すべてが

5図および第6図に関する前述した説明に合致している。

第13A図は伸縮状態に於いて固定されたガイド部材により安定化されるコイルばねの一実施形態を示している。伸縮状態は厚い金属製のバンドで製造されたコイルばね21はその周部21aに於いて伸縮方向に支持部材23aに固定して取りつけられている。支持部材23aは伸縮状態に於いて取りつけられた1個の可塑性バンドまたは2個の可塑性バンドからなっている。コイルばね21の周部の部材21aは長方形の開口部を有するループの断面の単一の固定されたガイド部材22aにより支持部材23aに固定されている。この装置に於けるばね21が有用のために十分に安定化しておりかつばね21の端部が支持部材23aにより安定化されかつ相互に連結されていれば充分であることが意外にも判明した。単一のガイド部材を備えたこの装置の利点はばねを単一のガイド部材に通しさえすればよいということからばねの伸縮が容易な点にあり、ることである。

第13B図はガイド部材22aおよびその支持部材23aへの連結部分の断面を拡大して示している。ガイド部材22aはループ状の突起部を有するバンドを使用して形成され、このバンドは支持部材23aとともに長方形の断面22aを形成している。前記部材22a中にばねバンド21を容易に挿入させることができると同時に固定させることができる。

また、別の態様として、第13A図および第13B図に

る場合に記載した有差部は支持部材 21a の各端部に固定ガイド部材を配置することにより変更することができる。このようにして、ばねバンド部材はばね 21 の両端の中心部に入しまたはこれらの両端から送り出すことができるが、これはまた同時にばねの収縮に関連して長さのより長いばねバンド部材をばねの両端に供給しなればならぬ場合に大きい伸張力において有利である。

この有差部材については、もしも固定部 21a および 22a の間の距離が中立の位置でいまい状態でのばねの両端の長さよりも長くなつていれば、伸張状態においてばねをより良好に固定させることができる。

しかしながら、図 2 図および図 3 図による有差部材においては、ガイド部材 22 が図 23 上に位置しうるとして記載されそれによりコイルばねのピッチを調節した事項により変更することができる。

図 14 図はこのようなして伸張した体と位置で固定せしめられたコイルばねの側面図を概念的に示している。

コイルばねの材料が所定には曲（スレッド）またはバンドの形状であり、すなわち、コイルばねの材料が軸方向に伸び縮みにおいて円形または扁平化された形状を有していることを前述した。バンドの形状の材料で製造されたコイルばねがより安定しておりして調節したよりまたはつづれる傾向がより少ないことが有利な。しかしながら、概して、バンドの曲は屈曲の理由から 1mm をいし 1.5mm を超えないようにすべきである。この値をさらに

し、またグラフ 3 図 32 は図 15 図の穴 25 に挿入している。この図から明らかをより、中央部 33 および 34 は 90° 角をなす角で互いに交差している。それにより、ガイド部材は図 32 においてコイルばねのピッチ角に対して角度することができ、そしてこの図でばねの位置を変更するとそのコイルばねの動きが容易になる。

図 17 図は外側平部を行うための部品 35 の形状の本質的な一有差部材を示す。

コイルばね 36 は収縮した状態で円筒形のチャリヤ本体 37 のすわり部に固定されている。このチャリヤ本体 37 は管状の中央部分 47 および端部部分 48, 49 を備えている。端部部分 48, 49 は図 33 リン 45 により相互に相対位置をさせることができまた中央部分 47 に対して軸方向に位置可能である。チャリヤ本体 37 の一端部においては、可動性の同軸ケーブル 42 が一方の端部部分 41 に接続されている。この同軸ケーブル 42 は外側の管状部分 42a と内側の管状部分 42b とを備えている。内側管状部分 42b は端部部分 41 およびチャリヤ本体 37 の中央部分 47 を通して第 2 端部部分 49 に通るすべての部分を通して及びそして第 2 端部部分 49 に移動に送りつけられている。

同軸ケーブル 42 の自由端部には、図 34 図 43, 44 が記載されており、そのうちの一方の図 43 には同軸ケーブル 42 の外側部分 42a に接続され、一方他方の図 44 には同軸ケーブル 42 の内側部分 42b に接続さ

大きくすると組織の成長を助け、その結果特定の結合圧力がより低くなるために固定状態が低下する。特定の結合圧力を高くすることは、それによりバネスリムズにより適用したばねの軸方向の位置が得られる血管中へのばねの適用に不可欠なより良好な固定が得られるので好ましい。ばねの固定状態を改良する一つの方法はばね材料の外周を内えば収縮仕上げてより強くすることである。ばね材料はまた押圧により外方に延びる有差部材を形成することができ、または別の態様として、バンド部材を内えば押圧によりまたはロープを使用することにより穿孔することができそれによりより良好な固定が得られ、またばねが適用された領域における組織の成長が容易になる。

図 15 図は大きい伸張力においてもまた良好なばねの安定性を与えるガイド部材の一有差部材を拡大して示している。ガイド部材 27 は調節部で示したようにバンドの形状のコイルばね 29 を案内するための長方形の凹部 28 を備えている。図 28 の寸法はばねが伸張せしめられるときコイルばね 29 が調節部を通して容易に移動できるように選択されたと好適である。同時に、コイルばねの動きが阻とされそれにより調節力がガイド部材および穴 25 の中に配置された図 30 図と組み合わされた図により吸収される。

図 16 図は上方から見た対応したガイド部材 30 を示す。グラフ 3 図 31 は長方形の調節部を有する図部を示

れている。

コイルばね 36 の一方の端部 38 は端部部分 40 を軸方向に位置することによりチャリヤ本体 37 の中央部分 47 と端部部分 49 との間に形成されたスリット 46 の中に位置することができ、コイルばね 36 の他方の端部 39 は同様に端部部分 41 を軸方向に位置することにより端部部分 41 と図 35 リン 45 との間に形成されたスリット 48 の中に位置することができ、

スリット 46 および 48 のそれぞれの中でコイルばね 36 の端部 38, 39 の位置をらびに調節部 38, 39 のスリット 46, 48 からの位置は調節部材 41 の動作による同軸ケーブル 42 の内側部分 49 の軸方向の位置により行うことができる。調節部材 41 は軸方向の位置を生ずるよう動作される。図 1 図をいし図 3 図に示した原理によりコイルばね 36 の両方の端部 38, 39 の相互の相対位置は調節部材 43, 44 を相互に相対位置をさせることにより実施することができる。

図 17 図に示した部品では、中央貫通通路 49 が形成されている。通路 49 により内側、屈曲調整のためのその他の部品を血管の中に入、挿入することができ、

指示した位置の調節は簡単に述べると次のとおりである。図 17 図に示した状態、すなわち、コイルばね 36 が収縮した状態では、それぞれのスリット 46, 48 に取り付けられたコイルばね 36 を内えたチャリヤ本体 37 が同様の血管の容易に移動しうる位置に挿入されそしてよ

より大きい直径を有する大径位置に固定される。コイルばね36の伸張は調節部材45,46を相互に相対回転することにより行われる。コイルばね36が張力が作用しない状態または有張力的張力の作用しない状態まで伸張した後、その端部38,39は調節部材45,46を相互に軸方向に位置してスリット46,48を拡張することにより開放される。このようにして、コイルばね36の両端部38,39が開放され、その両端部38,39および調節部材45,46を取りつけられた支持本体37を血管から取り出すことができる。

図18図では、外周手動を支持するための全体を符号51で示した器具の断面の本発明による装置の別の実施態様を示してある。この装置は図5図に示したばねの両端部38,39が調節部材45,46を相互に相対回転することにより開放される。図18図では、ばね32が収縮した状態で示してある。ばね32の軸方向に伸びる支持部材53がばね32の一端部34に軸方向に取りつけられ、一方ばね32の他方の端部は支持部材53に位置されたガイド部材55を通して移動しうようになっている。ばね32および支持部材53は支持部材53の各端部に1個づつ設けた軸受してはいすラフタにより円筒形の中空本体56に取りつけられている。これらのラフタは例えば中空本体56および本体に位置された調節部材57の内部を延びるワイヤにより支持部材53の両端部から開放することであり、従ってこのよう

にして外周から調節することができる。
調節部材57と支持部材53の端部55との間にばねがキャリヤ本体56のまわりを符号58で示すように比較的密着して巻きつけられている。ばね32の両端部38,39は調節部材57の端部62にスリーブ59に位置できるように位置されている。スリーブ59は円筒形のキャリヤ本体56を固定しかつ調節部材57の中心に同心的に位置された可動性のチューブにより固定せしめかつ軸方向に移動させることができる。

ばね32の伸張はスリーブ59を回転することにより行われ、スリーブ59に位置して巻かれたばねの一部分はガイド部材55を通して移動するばね32と同時に伸張する。ばね32の伸張中、スリーブ59は可動性チューブの軸方向の移動により軸方向に移動せしめられる。

ばね32の全長はばねの伸張が血管の両端内部より調節されるべき位置とばねの両端のみがガイド部材55の外側に位置されるように予め調節されている。外周がばね32がその正しい位置に位置されていることを確認したとき、ばね32はキャリヤ部材53とともに調節ラフタおよび調節部材57の取りつけ部分を開放することにより開放される。もしもこの器具の適用について選択したばねの長さが不適当でありしめて取り替えることが必要であることが判明すれば、この装置はスリーブ59を反対の方向に回転することによりラフタおよび端

部60を開放する前にばね32を短縮することにより調節することができる。それにより、器具を取り出すことができ、そしてばね32を伸張を全長を有する前にばねと取り替えることができる。

本発明の別の実施態様によれば、中空本体56の外周に位置して巻きつけられたばねの一部分58はスリーブの中心に位置することであり、そして導管調節部材55ガイド部材55(図18図)を通して調節部材57から取り出すことができる。この実施態様は図19図および図20図に軸方向調節および手動調節でそれぞれ示してある。

この実施態様によれば、送りリング63が円筒形ハウジング61の中心に位置して位置されている。ハウジング61の中では、カム66が調節されて内部の内部ねじ67を形成している。送りリング63の外周はゴム部64により包まれている。

この装置を使用するとき、コイルばねのバンド部材72が図形ねじ67の内部に位置され、そして送りリング63の上に取り付けられたゴム部64が図形ねじ67(図20図)に沿ってバンド部材72に対して加圧力をする。そして、もしも送りリング63が図形ねじ67の方向に移動せしめるとすれば、ばねバンド72がガイド部材55(図18図)を通して移動せしめられそれと同時にばねが伸張する。ゴム部64を有する送りリング63が図形ねじ67の中央に沿って図形ねじ67の内部と位置する環状

から、もしも送りリング63を反対の方向に移動せしめるとすれば、ばねバンド72を後方に引っ込めることができ、コイルばねが収縮する。

図19図および図20図よりばね材料の一部分の部分をアーシングの中心に調節する利点は重要である。従って、ばねの一部分がアーシングの中心で位置されている位置からコイルばねの伸張は調節の位置を定まりまたは開放することは全くない。そのうえ、導管ガイド部材55(図18図)を通してのばねの送り調節および内部にばねのその全長にわたって非常に均一かつ調節された伸張が得られる。この装置の利点はばねの伸張が可変の容易にできることを示している。

ある場合には、例えば、血管の位置を固定するための、調節した血管またはその他の器官の内部を例えば多孔性の人工組織でライニングを施すことが望ましいかもしれぬ。すべてこのようにライニングは本発明による装置を使用して施すことができる。

図21図は調節部材23Aを有した収縮装置に於ける図13A図によるばね21の調節部材を調節的に示している。円筒形のストロッキング部23の内部の多孔性組織がばね21のまわりを位置せしめかつ図形ねじ24によりキャリヤ部材23Aに取りつけられている。この装置73は調節部材75および76を有する送りリング73により調節部材21を調節的に位置している。ストロッキング部73は調節部材75に位置された軸方向に伸びるワイ

金属ワイヤ77にようにこの位置に保持されている。
 ばね21がそれを展開するストッパング73とともに
 例えば図17図による器具により血管腔内に挿入された
 後、金属ワイヤ77が折り曲がれてそれによりばね21
 を伸張させる。ばね21が伸張する間、ストッパング73
 が完全に開かれそして最終的には例えば血管の血管腔
 の内面に密着して係合せしめられる。

前述した実施形態の代替として、円筒形のストッパ
 ングは伸張性材料で製造することができる。この伸張
 性材料はばねの伸張に際して材料を二重に折り曲げ
 ることで伸張状態に伸張させることができる。このよう
 な材料としては、例えばトリコットの織物の例えば丸い
 編まれたまたは丸い編まれた網かノット型の物品を使用
 することができる。このようにしての血管腔内は
 例如例えばばねが血管腔内にある器具が比較的一定の
 位置の血管の中に入れた場合にでも血管中への器具
 の挿入に際して血管の内面の損傷を回避するために
 血管の内面に沿ってある程度の摩擦が必要であるよう
 な場合により小さい伸張性材料に使用可能である。

本発明が前述した実施形態に限定されるものではなく、
 前述した実施形態が本発明を例示することを意図してい
 ることを理解すべきである。従って、図17図および図
 20図に示したヘッジングは、中心位置された導引シ
 ング63のかわりに、ばねをケーシング61の内外に導
 引することができる任意の導引線を通り位置を制御するこ

この開示した平行ワイヤ80および81を折りつける
 ことにより先づ導引線部分を形成することにより製造さ
 れる。この装置はまた2個の単一のばね80および81
 からなる二重のばねと見做すこともできる。

前述したように、図23図に示した装置の内面をある程
 度でライニングする必要がある。図23図においては、
 このような内面を形成した装置中に導入する器具を押し
 込める。この装置は図23図に示した特定のばねについ
 て開示してあるが、この装置がすべての図式のワイヤば
 ねに適用できることに留意すべきである。

図23図のばねはある多孔性材料のストッパング73
 により開示されている。ストッパング73は材料77で
 示したストッパング等により長手方向に延びる線または層状
 のワイヤ94に折りつけられている。ワイヤ94はばね
 で例えば点線、矢印による線等またはそれに類似の
 手段により伸張を容易に受容する63においてばね80,81
 に折りつけられる。

この装置により、ばねは例えば血管中の導引線にかけ
 られたものとしての位置をすることができ、そして導引方
 向に延びるワイヤ94がストッパング73を固定したた
 めに、ストッパング73は全周方向に伸張して所定位置に
 固定されるので、血管の中への導引線、ストッパング73
 全体がばね80,81を開示して血管中に人工組織を形成す
 る。

ストッパング73は開示した位置で導引線に固定して

とができる。考えられる代替としては、ばねの導引線に固
 定して導引方向に移動されそしてばねの導引線の完了後導
 引線から器具を除去する前にヘッジング61の中に居
 るように固定せしめられる同心状に配置される導引ロー
 ーまたは導引スクリューを導引することができる。

そのうえ、ばねの両端に於いて同時導引のためばね
 の各端部に固定されたガイド部材を使用した図13A図か
 ら図13B図について記載した実施形態はばねの両端の
 位置が図23A図に示すように導引線に固定されるよう
 に設計することができる。

図22図に示した実施形態においては、ばねは図11
 図の開口部79を備えたバンド部の材料78から形成されて
 いる。開口部79は例えば伸張により形成される。こ
 のようにして、ばねは導引線の形状に形成される。図11
 図のばねと同様に伸張させることができるばね78は端
 部で支持を安定性を保ち、そして図10図に示した導引線
 のばねの開口部が導引線とそれを包みこむ。バンドの厚
 さおよびバンドの開口部の開口部の部分を導引線に固定
 することにより、支持を安定性と小さい直径から大きい
 直径までの高い伸張性とを組み合わせることができる。

開口部の伸張以外の別の導引線により、図22図に示
 したばねと同様に支持を安定性を保つばねを製造する
 ことができる。従って、図23図には、導引線をバンドの
 かわりに丸いワイヤから製造された導引線のばねを示し
 ている。この場合では、ばねは導引方向に図22図より2

ばねが伸張する間にばね材料に通過しうるある伸張性の
 多孔性材料から製造すると好適である。従って、ストッ
 パング73は所定の伸張性を有するトリコットの織物
 の開示したまたは開示された材料またはある図式のノ
 ード織物で製造することができる。これに代る材料は
 伸張性のプラエチレンフィルム、すなわち、例えばシリ
 コーン樹脂の弾性体である。

図22図および図23図に示した実施形態は今述べた
 実施形態に代わるものとして多孔性材料、例えば、図24
 図に示した導引線のためのキャリヤとして使用すること
 ができる。

例えば図22図または図23図のばねのように設計さ
 れた導引線ばね85は多孔性材料84で製造されている。
 しかしながら、ばねの各端部の間に所定された位置を
 得るために、図23図の導引線82に類似する導引線の導引
 方向が図23図に示されているという点で二重の支
 持ばねを若干改良してある。このようにして、ばねの各
 端部が相互に重なり合って、所定の位置を得ることが
 できる。図23図は図24図のばねの2個の開示した各
 端部の導引方向を拡大して示している。図23図
 から理解されるように、図23図は図24図を備えて
 いる。このばねは多孔性材料84で覆われている。

図24図および図25図から明らかになるように、たとえ
 ばねが導引方向に移動したとしてもシールが得られる。
 これはばねを伸張させるために例えば図17図による器具

数を使用することが望ましければ重要である。図38および39の図の距離が一定であるので、これらの図38,39が相互に相対回転せしめられるとびねりのピッチが変更される。図24図および図25図の両端部を使用することにより、横方向部32が軸方向に相互に移動する観点から、シーンを維持するとともに図38,39の図面によるピッチの変更が可能となる。例えば図17図による位置にとりつけられて収縮状態にあるとびねりの各部分の重なり合いが比較的太く、一方びねりの伸張状態部分の重なり合いが比較的小さくするように図24図によるびねりを設計することができる。

もしも例えば図24図、図25図によるびねりの収縮状態をらび伸張状態において同一ピッチを維持することが所望されるとすれば、これはびねりが伸張されかつ収縮されるとともに図38および39が互いに接近または互いに離れて軸方向に移動するように図17図の位置を変更することにより行うことができる。このようにして、ピッチを比較的一定に維持することができ、これは特に図22図をいし、図25図の両端部に関して重要である。

ある場合には、多孔性組織を筒子形の装置の外周に取りつけるよりも厚いバンド材料の平滑面部分の断面を設計すると好適である。従つて、この場合には、図22図の開口部79は厚く形成されたバンド材料本体と重なり

換えることができ、また厚く形成する際に同じ多孔性が与えられるように形成し得るが形成される。また、この場合には、図24図が重要な図面を行う。

図24図による装置のさらば一つの利点は多孔性材料がびねりの伸張状態に移動するたのびずしも弾性を有する必要があることである。

図24図は本発明による装置の設計の図面を示している。全体を符号90で示した図24図に示す装置はびねりその長さの大部分にわたつて一定の直径を有する使用のびねりとして設計され、一方その上端部91では減少した直径を有するように設計され、従つてびねり90は負荷されていまい状態で図24図に示した形態を有している。以下のびねりの機能の説明を容易にするため、びねり90の下側の自由端部を符号92で示し、一方その上側の自由端部を符号93で示してある。

びねり90を意図した位置に適用した場合のびねりの収縮または伸張については、図24図に示したびねりの機能は前述した両端部のびねりの機能と均じてある。しかしながら、びねり90が直径減少部91を備えている事實に鑑み、びねりを作動させるために使用するべき器具の、収縮の変更が望ましいかもしれない。例えば、図17図に示した器具は適量部分40を取り外してしてヤヤリヤ本体37を通して及び内部の円筒部42にびねり90の上端自由端部93を収納しかつ保持するように意図された横方向の部を設けることにより図24図によるびねり

に適合するように変更することができ、次に、びねり90の他方の端部92は図17図について記載した図面と同じ図面で適量部分41に適合されたヤヤリヤ本体37の他方の端部に適用することができ、その後前述した図面で図面部分43,44を相互に相対回転させることによりびねり90を収縮させることができる。

びねり90が収縮状態にあるとき、びねり90を血管内部の所望の位置に、例えば、閉塞を防止する目的のため皮下大動脈に適用することができ、血管を閉塞する目的のために血管の内部に適用されるように意図されたはから知られているフィルムの装置はかかる装置がポイントまたはフックまたはそれと類似の手段により血管中に侵入的に取り付けられそれにより装置の修正またはフィルムの取外しが不可能であるという不利点を持つている。かかる装置の一例が米国特許第3545431号明細書に記載されている。

しかしながら、図23図に例示されているように本発明による装置を使用することにより、これらの欠点を回避することができるとともに、本質的な利点が与えられる。この本質的な利点の中には下記事項が含まれている。

1. 閉塞を有するびねりが血管の内部に侵入部を形成しないように低さをせることにより自動的に取りつけられる。
2. びねりの位置を修正してびねりを取り外すことが可能である。

3. この装置が血管の断面を通しての血液の流れを妨げず減少させない。

4. 装置の血管内で適用が先行技術の装置の適用よりも可成り簡単である。

意図した血管の小径によるびねり90の直径減少部91の閉塞を防止するためには、びねりの直径減少部分のびねりの各部分の間の距離は角30である。このように距離を使用することにより、より大きい血管の通過が促進され、一方の直径減少部の過早に閉塞が回避される。

図24図の両端部について、そして本発明の装置のびねりのその他の両端部については、例えば血管中に挿入されかつ適用されたびねり下記図面に取り外すことができる。血管に合せて適用された装置の可塑性チューブがびねり90の端部92またはさらにその他方の端部93まで挿入され、その後びねりの端部は把持部からより好適な位置に把持され、その結果、びねりをチューブを通して周囲の組織を損傷しないように引込むことができる。この手段はびねりが血管中で正しくない位置を占めるかまたは正しくない位置に到達した場合に好適に使用することができる。

図27図は前述した装置の内部を多孔性組織で内装することができ、図24図または図25図による装置の両端部の図面を示している。この両端部は図22図および図23図に例示した図式のびねりを備えており、そしてこの図の符号は図23図に使用した符号と同じである。

第27図に示す、二重ねじ0-02がばねの全長に
つてばねの両端の等間隔部分を通過する多孔性組織のスト
ッパリング6よりなされている。ストッパリング6は
ばねの外周に斜向きに並びそれにより第27図から明ら
かきようにばねの両端等間隔部分の内側が直なり わされ
ている。また、この場合では、もしもばねが軸方向に
移動され、例えばばねを伸張させるために第17図によ
る装置が使用されれば、シールが得られる。

その他の点については、本発明による装置は単独また
は任意の組合わせによる下記の特許を包含している。

- a) 前記のその他の状態(第2図、第4図)がコイルば
ね1,36の両端に設けられている状態に類似した状態に
いること。
- b) シヤフト42およびスリーブ42がコイルばね36
に接触可能に連結されていること。
- c) 軸方向に延びるガイドバー23がばねの両端に設
けられ、ガイドバー23上には少くとも1個のガイド
部材が設けしうよう配設され、そしてガイドバー
23を通してばね材料がばねの両端または伸張に到達
して軸方向に移動させることができること。
- d) 固定ガイド部材22がばねの両端に固定され、かつ
分岐されそして軸方向に延びる支持部材23上のば
ねの両端に設けられ、ばね部材21がばねの伸張また
は収縮と関連して前記固定ガイド部材を通して軸方
向に移動すること。

- 1) 送り部材がキャットヘラジング61の中に同心して
配置された送りシリンダ63と、送り部材がキャット
ヘラジング61の内周部と嵌合するシリンダ63とと
らなっていること。
 - 2) 内部でばね22が用いしうようキャットヘラジング61
の内周に合形ねじが形成されていること。
 - 3) 送りシリンダ63がその外周に例えばゴムまたはプ
ラステックの環状コーティング64を備えていること。
 - 4) 最長のキャリヤ本体56のまわりにはばね22が設
けられ、そしてキャリヤ本体56の一端部はばねの一端
部が取り付けられ、マダジン部58が外周部材に固
定スリーブ59を固着するばねより固着されたキャ
リヤ本体の他方の端部から延び、固定スリーブ59の
他方の端部にはばねが収容しうよう取り付けられ、
そして固定スリーブ59をキャリヤ本体56に対して
固着せしめ軸方向に位置させるための装置を設け
てあること。
 - 5) ストッパリング73が多孔性組織の伸張部によりば
ねの伸張と関連するばねの位置に固定されること。
 - 6) ストッパリング73が直をもちう伸張部75,76によ
りばねの伸張と関連するばねの位置に固定されること。
 - 7) ストッパリング73が例えば点で固着することによりば
ね21に対して取り付けられること。
- 本発明の請求において、「コイルばね」を用語は
使用の形式のつる ばねをさしてい。しかしながら、

- 特開58-501458(19)
- a) キャリヤ57の両端部分またはその部分40,41が中
央部分47に対して軸方向に位置可能でありそれによ
り中央部分47とそれぞれの両端部分40,41との間
の距離44,48の中ばねの両端38,39を収容しうよう
に取りつけることができること。
 - b) 両端部分40,41の少くとも一方の部分が同軸ケーブ
ル42の自由端部に設けられた部材44により軸方向
に位置可能であること。
 - c) 軸方向に延びる支持部材23がばね21の両端に
延び、支持部材23にばね21の一端部21aが取り付け
られ、そしてばね21の他方の端部21bは固定ガイ
ド部材22aが設けられ、固定ガイド部材22aを通し
てばね材料がばね21の両端または伸張に到達して移
動できるようになっていること。
 - d) 軸方向に延びる支持部材がばねの両端に設けられ、
該支持部材の両端に固定ガイド部材が設けられ、前記
固定ガイド部材を通してばねの材料がばねの伸張に相
連して移動できるようになっていること。
 - e) 最長のキャリヤ本体56のまわりにはばね22が設
けられ、キャリヤ本体56の一方の端部には円筒部キャ
ットヘラジング61と該キャットヘラジング61の中
に同心しうよう配設された送り部材63とを備えた
キャットマダジンが設けられ、送り部材63を一方
向または他方の方向に移動させることによりばねを伸張
させるために移動させることができること。

本発明の装置に使用されるばねは必ずしも一定の直径または
一定のピッチを有する必要はない。しかしながら、一般
的な形状はつる巻線の形状である。

本発明はまた、いわゆる血液透析が行われるある管
内にも有用である。この操作では、針またはカニューレ
が患者の腕に適用されてそれより患者の血液が体外から
抽出され、透析装置の中で透析液と患者の血液とが混合
され、人工透析は少くとも一通に一回繰り返して行われねば
ならぬので、患者の血液について問題が生ずる。この問
題は例えば患者の腕の動脈と静脈との間に侵入物を送付
部材を形成するいわゆるバイパスを形成することにより
解決することができる。この送付部材は例えば人工血管
(prostheses)またはいわゆる「ソムグラフ(somagraft)」
であるふくらみから取った部材で形成することができる。
かかるバイパスを使用する利点は動脈からの高い血
圧が透析装置が透析液を拡張してカニューレの挿入時
に容易に拡張可能にすることである。そのうえ、送付部
材を交換する前に多量の透析を行うことができる。送付
部材は通常皮下に配置され、そして縫合により動脈か
び静脈に取り付けられる。

しかしながら、従来使用されてきた送付部材はある問
題を起している。操作中に人工血管が皮下から抜き出さ
れたとき患者人工血管を切り取って閉鎖することになり
、人工透析用カニューレが設置された後、送付人工血
管を拡張して多量の血液 損失を起しをねばならぬ

い。そのとき、人工血管を容易につぶすことができ、その後の血管の膨張を容易にしようにすることができる。また、通液部分が膨張を取りつけられる場合にいわゆる狭窄が生ずることが判明した。

上記通液管または人工血管に曲がる不連続を下記方法により本発明の装置を使用することによりなくすることができることが今や判明した。

許通を容易および許通を容易にするコイルばねが例えば図17図に例示したように本発明による器具に取りつけられる。図17図では、ばねが収縮した状態にある。

例えばソルコグラフのような人工血管の一部が図18のステップ状より膨張の膨張に取りつけられる。次いで、ばねを含む本発明による器具がグラフの中に入り、それにより膨張の外周部分がばねの対応した部分とともに膨張の内周部分20の位置に到達する。次いで、ばねが人工血管の内周で押寄せしめられ、そして器具から取除かれる。その後、器具は人工血管から取り外される。

皮下の切り込みにより、グラフの自由端部分が血管の開口部まで送られて血管に取りつけられる。

上記装置が大きい利点を有していることが判明した。

1. グラフが移植されたときばねの作用のためつぶれにくいこと。

2. 通液管、すなわち、人工血管は血管の損失を防止

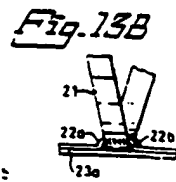
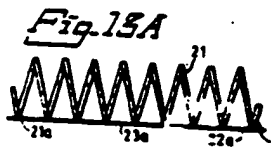
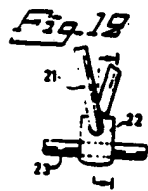
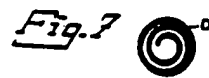
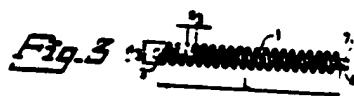
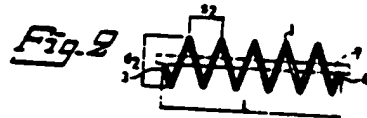
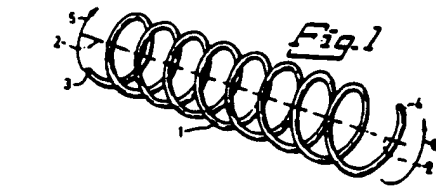
させるためのコロニエーレの除去後安全に圧縮または縮めつけることができ、またこの血管はばねの作用によりその最大膨張位置に戻ることに。

3. 皮下の人工血管を見つけることが容易であり、このため血管の欠損が容易である。

4. 膨張に狭窄が形成されるかそれが減少することが判明した。使用の装置を使用する場合には、狭窄が生ずるため、通液部分を少なくとも年一回変更しそして別の位置に移さなければならぬこと。

上述したように本発明の適用に加えて、本発明の装置を使用することができるその他の装置を想像する。現在、動物、例えば、犬に關する試験を行うことは困難であり、その場合には長期間の試験の結果を研究するための例えば1日に数回高圧を注入することが望ましい。かかる試験はをかんすく動物が急遽に狭窄を患しやすいためから今日まで実行できなかった。

上述した装置を使用することにより、例えば、犬に対して単一の恒久的な通液部分より長期試験を行うことができる。



-14-